

METHOD FOR CORRECTING SCATTERED X-RAY, X-RAY CT DEVICE AND MULTICHANNEL X-RAY DETECTING DEVICE

Patent number: JP7124150
Publication date: 1995-05-16
Inventor: YOSHIOKA TOMOTSUNE; others: 02
Applicant: HITACHI MEDICAL CORP
Classification:
 - international: A61B6/03; G01N23/04
 - european:
Application number: JP19930274171 19931102
Priority number(s):

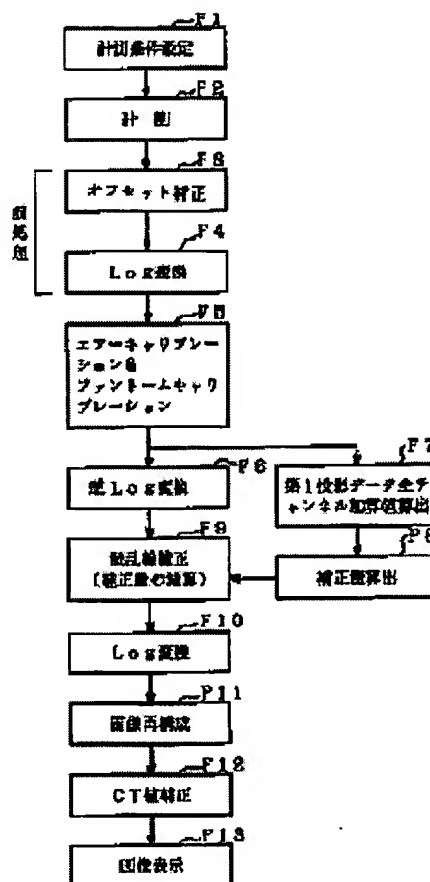
Also published as:



US5615279 (A1)

Abstract of JP7124150

PURPOSE: To enable the accurate scattered X-ray processing at low cost by detecting the scattered X-ray amount with one X-ray detecting device and properly processing the X-ray data.
CONSTITUTION: The measured value of X-ray is Log-converted F4 and the addition value over all channels of the measured X-ray value after the Log conversion is obtained F7. The scattered X-ray correcting amount in the linear range is obtained from the addition value F8. The measured X-ray value after the Log conversion is reverse Log converted F6 to make it to the measured X-ray value in the linear range. The scattered X-ray amount is subtracted from the measured X-ray value in the linear range to perform the scattered X-ray correction F9.



BEST AVAILABLE COPY

Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-124150

(43) 公開日 平成7年(1995)5月16日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 6/03	3 5 0 K	9163-4C		
G 0 1 N 23/04	3 2 0 P	9163-4C		

審査請求 未請求 請求項の数17 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願平5-274171

(22) 出願日 平成5年(1993)11月2日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 吉岡 智恒

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 右田 晋一

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(72) 発明者 中澤 哲夫

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

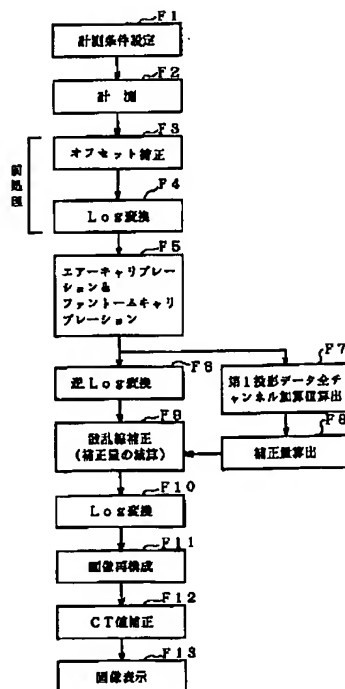
(74) 代理人 弁理士 高崎 芳紘

(54) 【発明の名称】 散乱X線補正法及びX線CT装置並びに多チャンネルX線検出器

(57) 【要約】

【目的】 散乱X線量の検出は1種類のX線検出器によつてのみ行い、X線データを適切に処理してコストアップせず高い精度で散乱X線処理が可能なX線CT装置の提供を目的とする。

【構成】 X線実測値をLog変換し(F4)、このLog変換後のX線実測値の全チャンネル分の加算値を求め(F7)、この加算値からリニア領域での散乱X線補正量を求め(F8)、上記Log変換後のX線実測値を逆Log変換(F6)してリニア領域のX線実測値にし、このリニア領域のX線実測値から前記散乱X線量を差し引いて散乱X線補正を行う(F9)。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 X線実測値をLog変換し、このLog変換後のX線実測値からリニア領域での散乱X線補正量を求め、上記Log変換後のX線実測値を逆Log変換してリニア領域のX線実測値にし、このリニア領域のX線実測値から前記散乱X線補正量を差し引いて散乱X線補正を行う散乱X線補正法。

【請求項2】 X線実測値をLog変換し、このLog変換後のX線実測値の全チャンネル分に関するパラメータを求め、このパラメータからリニア領域での散乱X線補正量を求め、上記Log変換後のX線実測値を逆Log変換してリニア領域のX線実測値にし、このリニア領域のX線実測値から前記散乱X線量を差し引いて散乱X線補正を行う散乱X線補正法。

【請求項3】 請求項2のパラメータとは加算値、平均値、分散値のいずれか1つとする散乱X線補正法。

【請求項4】 請求項1～3のいずれかに記載の散乱X線補正法で求めた散乱X線補正後のX線実測値にLog変換を行い、このLog変換後のX線実測値から画像再構成を行うX線CT装置。

【請求項5】 径の異なるファントームの計測で求めた、特定投影角度の種々のLog変換後の全チャンネル加算値 x と対応するリニア領域における散乱X線補正量 y との関係を示す補正関数 $y=f(x)$ を格納するメモリと、

投影角度を変更させての被検体への計測で得た実測X線データ D_{ij} （但し、 i は投影角度番号を示し、 $i=1, 2, \dots, m$ である。 j はチャンネル番号であり、 $j=1, 2, \dots, n$ である）をLog変換する手段と、

該Log変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ から、特定投影角度の全チャンネルにわたるX線データのLog変換後の加算値 x_k を求める手段と、

この全チャンネル加算値 x_k で、対応するリニア領域における散乱X線補正量 $y_k=f(x_k)$ を上記メモリから読み出す手段と、

前記Log変換後の個々のX線データ $D(LG)_{ij}$ （ $i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$ ）を逆Log変換してリニア領域に戻したデータ $D(LN)_{ij}$ から、読み出したリニア領域における散乱X線補正量 y_k を差し引く散乱X線補正手段と、

この差し引き後の個々のデータ（ $D(LN)_{ij}-y_k$ ）（ $i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$ ）を再度逆Log変換して得た補正後データを用いて画像再構成を行う手段と、

より成るX線CT装置。

【請求項6】 上記関数 $y=f(x)$ は、べき乗関数か指数関数かのいずれかとする請求項5のX線CT装置。

【請求項7】 径の異なるファントームの計測で求めた、特定投影角度の、径毎のLog変換後の全チャンネル加算値 x と対応するリニア領域における散乱X線補正

2

量 y とのサンプル値（ x_{s1}, y_{s1} ）、（ x_{s2}, y_{s2} ）、…を結んで得られる $y=(x)$ を、補正関数として格納するメモリと、

投影角度を変更させての被検体への計測で得た実測X線データ D_{ij} （但し、 i は投影角度番号を示し、 $i=1, 2, \dots, m$ である。 j はチャンネル番号であり、 $j=1, 2, \dots, n$ である）をLog変換する手段と、

該Log変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ から、特定投影角度の全チャンネルにわたるX線データのLog変換後の加算値 x_k を求める手段と、

この全チャンネル加算値 x_k で、対応するリニア領域における散乱X線補正量 $y_k=f(x_k)$ を上記メモリから読み出す手段と、

前記Log変換後の個々のX線データ $D(LG)_{ij}$ （ $i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$ ）を逆Log変換してリニア領域に戻したデータ $D(LN)_{ij}$ から、読み出したリニア領域における散乱X線補正量 y_k を差し引く散乱X線補正手段と、

この差し引き後の個々のデータ（ $D(LN)_{ij}-y_k$ ）（ $i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$ ）を再度Log変換して得た補正後データから画像再構成を行う手段と、より成るX線CT装置。

【請求項8】 上記関数 $y=f(x)$ は、べき乗関数か指数関数か各サンプル値を結ぶ折れ線関数か各サンプル値を結ぶ階段状関数のいずれかとする請求項7のX線CT装置。

【請求項9】 径の異なるファントームの計測で求めた、特定投影角度の種々のLog変換後の全チャンネル加算値 x と対応するリニア領域における散乱X線補正量 y との関係を示す補正関数 $y=f(x)$ 、及び全チャンネル加算値 x とX線検出器の中央チャンネルを含む複数チャンネルの平均値（又は加算値又は分散値） A' との関係を示す関数 $A'=h(x)$ 、並びにしきい値関数 $A=g(x)$ とを格納するメモリと、

投影角度を変更させての被検体への計測で得たX線データ D_{ij} （但し、 i は投影角度番号を示し、 $i=1, 2, \dots, m$ である。 j はチャンネル番号であり、 $j=1, 2, \dots, n$ である）をLog変換する手段と、

該Log変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ から特定投影角度の全チャンネルにわたるX線データのLog変換後の加算値 x_k 、及び中央チャンネルを含む複数チャンネル分の平均値（又は加算値又は分散値） B を求める手段と、

この全チャンネル加算値 x_k で、対応するリニア領域における散乱X線補正量 $y_k=f(x_k)$ 、及び平均値（又は加算値又は分散値） $A'_k=h(x_k)$ 、並びにしきい値 $A_k=g(x_k)$ を上記メモリから読み出す手段と、

上記値 B と A_k との大きさを比較し、 B が大きい時には A'_k と B とを用いてリニア領域における散乱X線補正量 y_k を修正してリニア領域における修正散乱X線補正

3

量 y'_i を出力し、そうでない時には散乱X線補正量 y_i をそのまま出力する手段と、

個々の前記Log変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を逆Log変換してリニア領域に戻したデータ $D(LN)_{ij}$ から、その時の散乱X線補正量 y_i 又は修正散乱X線補正量 y'_i を差し引く散乱X線補正手段と、

この差し引き後の個々のデータ($D(LN)_{ij}-y_i$)又は($D(LN)_{ij}-y'_i$) ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を再度Log変換して得た補正データを用いて画像再構成を行う手段と、より成るX線CT装置。

【請求項10】 径の異なるファントムへの計測で求めた、特定投影角度の径毎のLog変換後の全チャンネル加算値 x と対応するリニア領域における散乱X線補正量 y とのサンプル値(x_{s1}, y_{s1})、(x_{s2}, y_{s2})、 \dots を結んで得られる補正関数 $y=f(x)$ 、及び全チャンネル加算値 x とX線検出器の中央チャンネルを含む複数チャンネルの平均値(又は加算値又は分散値) A' との関係を示す関数 $A'=h(x)$ 、並びにしきい値関数 $A=g(x)$ 、とを格納するメモリと、

投影角度を変更させての被検体への計測で得た実測X線データ D_{ij} (但し、 i は投影角度番号を示し、 $i=1, 2, \dots, m$ である。 j はチャンネル番号であり、 $j=1, 2, \dots, n$ である)をLog変換する手段と、

該Log変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ から特定投影角度の全チャンネルにわたるX線データのLog変換後の加算値 x_i 、及び中央チャンネルを含む複数チャンネル分の平均値(又は加算値又は分散値) B を求める手段と、

この全チャンネル加算値 x_i で、対応するリニア領域における散乱X線補正量 $y_i=f(x_i)$ 、及び平均値 $A'=h(x_i)$ 、並びにしきい値 $A_i=g(x_i)$ を上記メモリから読み出す手段と、

上記値 B と A_i との大きさを比較し、 B が大きい時には A'_i と B とを用いてリニア領域における散乱X線補正量 y_i を修正してリニア領域における修正散乱X線補正量 y'_i を出力し、そうでない時には散乱X線補正量 y_i をそのまま出力する手段と、

前記Log変換後の個々のX線データ $D(LG)_{ij}$ ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を逆Log変換してリニア領域に戻したデータ $D(LN)_{ij}$ から、その時のリニア領域における散乱X線補正量 y_i 又は修正散乱X線補正量 y'_i を差し引く散乱X線補正手段と、この差し引き後の個々のデータ($D(LN)_{ij}-y_i$)又は($D(LN)_{ij}-y'_i$) ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を再度Log変換して得た補正データを用いて画像再構成を行う手段と、より成るX線CT装置。

【請求項11】 X線源に対向して設けられたX線CT

4

装置用多チャンネルX線検出器において、X線源からのファンビーム角以上の大きさを持つX線検出領域を持ち、ファンビーム角以上のX線検出領域で散乱X線を検出するものとした多チャンネルX線検出器。

【請求項12】 上記ファンビーム角以上のX線検出領域は、スキャナ開口中心方向に向うX線感応領域を持つこととした請求項11の多チャンネルX線検出器。

【請求項13】 上記ファンビーム角以上のX線検出器領域は、ファンビーム角内に属するX線検出器のチャンネル方向での1チャンネル当りのX線検出幅よりも、大きなX線検出幅を有することとした請求項11の多チャンネルX線検出器。

【請求項14】 X線源に対向して設けられた多チャンネルX線検出器において、コリメータによってチャンネル方向と垂直なスライス方向のX線ビーム幅をX線検出面幅以下になるようにすると共に、X線検出器のX線ビーム受光位置を、前記検出面内(計測モード時)とX線検出面外(散乱X線測定モード時)とに切り換えるようにして、X線検出面外時にX線検出面に入射するX線を散乱X線として検出することとした多チャンネルX線検出器。

【請求項15】 請求項11~14のいずれかの多チャンネルX線検出器で、前記加算値 x と対応する散乱値補正量 y とのサンプル値(x_{s1}, y_{s1})、(x_{s2}, y_{s2})、 \dots を求めることとした請求項7又は10のX線CT装置。

【請求項16】 請求項14の多チャンネルX線検出器からの検出散乱X線を用いて散乱X線補正を行うようにしたX線CT装置。

【請求項17】 測定対象となる被検体サイズとリニア領域での散乱X線補正量との関係から散乱X線補正を行う散乱X線補正法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は散乱X線補正法、X線CT装置及び多チャンネルX線検出器に係り、特に散乱X線の影響を補正する機構を備えたX線CT装置及び散乱X線検出機能を持つ多チャンネルX線検出器に関する。

【0002】

【従来の技術】 X線CT装置は、X線管球から放射されたX線ビームがファン状にコリメートされて被検体を透過した時の減弱情報を、被検体後方に設けたX線検出器で捕らえ、前記X線ビームとX線検出器との相対位置を同一に保ちながら被検体軸の周りに回転させた時得られる情報をコンピュータ処理することによって断層X線像として再構成する装置である。

【0003】 高速で画像処理するために、通常X線管球を焦点とする円弧上に複数のX線検出素子を配置した、いわゆる多チャンネル型X線検出器が用いられる。

【0004】 ところで、X線ビームは被検体内に侵入し

た時、組織に吸収されて減弱するだけでなく、組織の構成原子と相互作用の結果散乱を受ける。X線散乱には機構の異なる、即ち干渉性のレイリー散乱と非干渉性のコンプトン散乱が知られている。

【0005】(1) レイリー散乱

X線の光子が一個の電子のごく近傍を通過するとき、その電子がX線光子の電場に同期して振動して光子を吸収し、次にこの電子は同じ振動数の光子を輻射する。このため、散乱X線の波長は入射してきたX線と同じ波長となるため、入射X線と散乱X線との間で干渉を起こすことになる。この干渉性を持つレイリー散乱は、コンプトン散乱に比較すると起こる確率は少ないが前方に鋭く飛び性質を持ち、低エネルギーX線が高原子番号物質に入射するような場合は散乱線量全体に占める割合は大きくなる。

【0006】(2) コンプトン散乱

X線の光子が物質原子の自由電子や原子核との結合の小さい外殻電子と衝突すれば、衝突された電子は光子のエネルギーを全部吸収できずに、一部を光子として再放出させ、残りの運動エネルギーで外に飛び出す。この現象をコンプトン効果とよび、入射光子に対してエネルギーを変えて再放射された光子を散乱光子(散乱X線)、衝突で飛び出した電子をコンプトン電子あるいは反跳電子という。入射するX線のエネルギーが高くなるに従って、散乱線量全体に対してこのコンプトン散乱の割合が大きくなる。

【0007】(3) 散乱X線の画像に与える影響

検出素子は、X線管焦点と検出素子中心を結んだ線上(計測パス)にある被検体の部分のX線の減弱を計測するが、被検体の他の部分から散乱X線があると、この計測に誤差を生じることになる。散乱X線が入射することによりその検出素子の出力は大きくなり計測パス上の被検体の減弱がみかけ上、小さくなるように測定される。このような誤差が増えてくると、これらのデータを使って再構成されたCT画像では分解能の低下が起こってくる。特に濃度分解能と呼ばれる低コントラスト分解能の低下が問題となる。その他、臨床的にはリブアーチファクトと呼ばれる肋骨の内側のCT値が沈み込み画像上に黒い領域が現れたり、肝臓の中のCT値が場所によってばらつくといったことが生じてしまう。従って、精度の高いX線断層像を得るには、散乱X線の影響を除去する必要がある。

【0008】従来、散乱X線の影響を除く方法として、

(1) X線検知器の各チャンネルX線検出面に入射する散乱X線をカットする。

(2) X線検知器の各チャンネル出力から入射した散乱X線分の出力を差し引く。
のいずれかが採用されてきた。

【0009】(1)の具体的な方法としては、各チャンネルのX線検出面に平行なグリッドを設けること(例え

ば特開昭62-60539号、特開平4-336044号)や、検出面前面にフィルタを設けること(例えば特開昭63-40534号)が提案されている。(2)の具体的な方法としては、散乱X線量を実測して各チャンネルの出力から差し引く方法が一般的である。散乱X線量を検出するための散乱X線検出器を複数個、主X線検出器の前面に配置する構造(例えば特開昭63-305846号、特開昭63-38438号、特開昭63-40534号、特開平1-62126号)が開示されている。また、X線検知器は主検出器のみとし、散乱X線の計測時には各チャンネルの前にX線吸収用の鉛ロッドを配置して信号X線のみをカットする方法(特開昭62-261342号)も開示されている。

【0010】(3)更に(2)の別の具体的な方法としては、特開平4-170942号がある。この方法は散乱X線補正定数は第1投影角度における全chデータ総和値の回帰直線 $y = ax + b$ より求めた空気用補正定数と水ファントム用の補正定数を用意し、実際の補正ではLog変換後の計測データ全て(エアキャリブレーション用データ、ファントムキャリブレーション用データ、被検体計測データ)に対してLog変換後の補正のための補正係数を乗算して散乱線量を補正する方法がとられている。即ち、全て計測後Log値データに対しての補正である。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】前記した従来技術においては、検知器に入射するX線をカットする前記(1)の方法をとると、信号X線の入射強度も低下するのでS/N比が悪くなり、結局良好なCT画像が得られないという問題点がある。一方、散乱X線量を実測してデータから除去する前記(2)の方法のうち、散乱X線専用の検知器を用いる方法については、次のような問題点がある。

【0012】主X線検知器の前面に散乱X線検知器を設置すると、X線検知器幅が厚くなって大型化し、実装上困難を生ずる。これを解消するために主X線検知器の中央部位におけるチャンネルのスライス方向に、主X線検知器に隣接して小型の散乱X線検出器を配置して中央部位における散乱X線量を測定し、周辺部位のチャンネルにおける散乱X線量は広がり関数を利用して計算で求める方法も開示されている。

【0013】しかし、主検出器(主に電離箱構造)と散乱X線検出器(主に固体検出器)では、構造の相違に起因する散乱量の検出感度差が生じて実用上利用困難である。また、散乱X線検出器を主X線検出器の他に具備する装置では、散乱X線検出器を前面に配置する場合でも同列に配置する場合でも、高価な検出器及び検出回路が2重に必要とされるため、大幅なコストアップにつながるという問題点がある。

【0014】一方、前記(2)の方法の内主X線検出器

のみを用い、散乱X線計測時には信号X線を遮断するシールドを用いる方法については、シールドの位置精度を確保しながら操作する複雑な機能を装置に付加する必要があるため、コストアップは避けられない。

【0015】前記(3)の方法は、全ての処理がLog変換後であり以下の如き問題がある。

(イ)、散乱定数 C_s 、 C_r 、 C_t を求める処理、散乱定数 C_s 、 C_r とその他のデータを利用しての水ファントームのデータの散乱補正処理、散乱定数 C_s 、 C_r とその他のデータを利用しての生データの散乱補正処理、を必要

としている。このため、処理内容が増加し、コンピュータの負担が大となる。

(ロ)、(イ)の如き各種処理を行うことによって散乱線の影響が除去できることもあるが、散乱線の発生とその影響とは極めて複雑であり、我々の散乱線測定結果からでも被写体内部構造には依存しない事が多く、本手法の様に計測値(減弱量に比例)に対応した補正手法では完全な散乱線補正は困難である。

【0016】本発明の目的は、総量としての散乱線量を求めるやり方のもとで、コストアップすることなく該総量としての散乱線量の算出の正確さをはかり、精度の高い散乱X線処理を可能にする散乱X線補正法X線CT装置及び多チャンネルX線検出器を提供することである。

【0017】

【課題を解決するための手段】本発明は、X線実測値をLog変換し、このLog変換後のX線実測値からリニア領域での散乱X線補正量を求め、上記Log変換後のX線実測値を逆Log変換してリニア領域のX線実測値にし、このリニア領域のX線実測値から前記散乱X線補正量を差し引いて散乱X線補正を行う散乱X線補正法を

開示する。

【0018】更に本発明は、X線実測値をLog変換し、このLog変換後のX線実測値の全チャンネル分に関するパラメータを求め、このパラメータからリニア領域での散乱X線補正量を求め、上記Log変換後のX線実測値を逆Log変換してリニア領域のX線実測値にし、このリニア領域のX線実測値から前記散乱X線量を差し引いて散乱X線補正を行う散乱X線補正法を開示する。

【0019】更に本発明は、前記パラメータとは加算値、平均値、分散値のいずれか1つとする。

【0020】更に本発明は、上記散乱X線補正法で求めた散乱X線補正後のX線実測値にLog変換を行い、このLog変換後のX線実測値から画像再構成を行うX線CT装置を開示する。

【0021】更に本発明は、径の異なるファントームの計測で求めた、特定投影角度の種々のLog変換後の全チャンネル加算値 x と対応するリニア領域における散乱X線補正量 y との関係を示す補正関数 $y=f(x)$ を格納するメモリと、投影角度を変更させての被検体への計

測で得た実測X線データ D_{ij} (但し、 i は投影角度番号を示し、 $i=1, 2, \dots, m$ である。 j はチャンネル番号であり、 $j=1, 2, \dots, n$ である)をLog変換する手段と、該Log変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ から、特定投影角度の全チャンネルにわたるX線データのLog変換後の加算値 x_i を求める手段と、この全チャンネル加算値 x_i で、対応するリニア領域における散乱X線補正量 $y_i=f(x_i)$ を上記メモリから読み出す手段と、前記Log変換後の個々のX線データ $D(LG)_{ij}$ ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を逆Log変換してリニア領域に戻したデータ $D(LN)_{ij}$ から、読み出したリニア領域における散乱X線補正量 y_i を差し引く散乱X線補正手段と、この差し引き後の個々のデータ($D(LN)_{ij}-y_i$)($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を再度逆Log変換して得た補正後データを用いて画像再構成を行う手段と、より成るX線CT装置を開示する。

【0022】更に本発明は、上記関数 $y=f(x)$ は、べき乗関数か指数関数かのいずれかとする。

【0023】更に本発明は、径の異なるファントームの計測で求めた、特定投影角度の、径毎のLog変換後の全チャンネル加算値 x と対応するリニア領域における散乱X線補正量 y とのサンプル値(x_{s1}, y_{s1})、(x_{s2}, y_{s2})、 \dots を結んで得られる $y=f(x)$ を、補正関数として格納するメモリと、投影角度を変更させての被検体への計測で得た実測X線データ D_{ij} (但し、 i は投影角度番号を示し、 $i=1, 2, \dots, m$ である。 j はチャンネル番号であり、 $j=1, 2, \dots, n$ である)をLog変換する手段と、該Log変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ から、特定投影角度の全チャンネルにわたるX線データのLog変換後の加算値 x_i を求める手段と、この全チャンネル加算値 x_i で、対応するリニア領域における散乱X線補正量 $y_i=f(x_i)$ を上記メモリから読み出す手段と、前記Log変換後の個々のX線データ $D(LG)_{ij}$ ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を逆Log変換してリニア領域に戻したデータ $D(LN)_{ij}$ から、読み出したリニア領域における散乱X線補正量 y_i を差し引く散乱X線補正手段と、この差し引き後の個々のデータ($D(LN)_{ij}-y_i$)($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を再度Log変換して得た補正後データから画像再構成を行う手段と、より成るX線CT装置を開示する。

【0024】更に本発明は、径の異なるファントームの計測で求めた、特定投影角度の種々のLog変換後の全チャンネル加算値 x と対応するリニア領域における散乱X線補正量 y との関係を示す補正関数 $y=f(x)$ 、及び全チャンネル加算値 x とX線検出器の中央チャンネルを含む複数チャンネルの平均値(又は加算値又は分散値) A' との関係を示す関数 $A'=h(x)$ 、並びにしきい値関数 $A=g(x)$ とを格納するメモリと、投影角

度を変更させての被検体への計測で得たX線データ D_{ij} (但し、 i は投影角度番号を示し、 $i=1, 2, \dots, m$ である。 j はチャンネル番号であり、 $j=1, 2, \dots, n$ である)を \log 変換する手段と、該 \log 変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ から特定投影角度の全チャンネルにわたるX線データの \log 変換後の加算値 x_i 、及び中央チャンネルを含む複数チャンネル分の平均値(又は加算値又は分散値) B を求める手段と、この全チャンネル加算値 x_i で、対応するリニア領域における散乱X線補正量 $y_i = f(x_i)$ 、及び平均値(又は加算値又は分散値) $A'_i = h(x_i)$ 、並びにしきい値 $A_i = g(x_i)$ を上記メモリから読み出す手段と、上記値 B と A_i との大小を比較し、 B が大きい時には A'_i と B とを用いてリニア領域における散乱X線補正量 y_i を修正してリニア領域における修正散乱X線補正量 y'_i を出力し、そうでない時には散乱X線補正量 y_i をそのまま出力する手段と、個々の前記 \log 変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を逆 \log 変換してリニア領域に戻したデータ $D(LN)_{ij}$ から、その時の散乱X線補正量 y_i 又は修正散乱X線補正量 y'_i を差し引く散乱X線補正手段と、この差し引き後の個々のデータ($D(LN)_{ij} - y_i$)又は($D(LN)_{ij} - y'_i$) ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を再度 \log 変換して得た補正データを用いて画像再構成を行う手段と、より成るX線CT装置を開示する。

【0025】更に本発明は、径の異なるファントムへの計測で求めた、特定投影角度の径毎の \log 変換後の全チャンネル加算値 x と対応するリニア領域における散乱X線補正量 y とのサンプル値(x_{11}, y_{11})、(x_{12}, y_{12})、 \dots を結んで得られる補正関数 $y = f(x)$ 、及び全チャンネル加算値 x とX線検出器の中央チャンネルを含む複数チャンネルの平均値(又は加算値又は分散値) A' との関係を示す関数 $A' = h(x)$ 、並びにしきい値関数 $A = g(x)$ 、とを格納するメモリと、投影角度を変更させての被検体への計測で得た実測X線データ D_{ij} (但し、 i は投影角度番号を示し、 $i=1, 2, \dots, m$ である。 j はチャンネル番号であり、 $j=1, 2, \dots, n$ である)を \log 変換する手段と、該 \log 変換後のX線データ $D(LG)_{ij}$ から特定投影角度の全チャンネルにわたるX線データの \log 変換後の加算値 x_i 、及び中央チャンネルを含む複数チャンネル分の平均値(又は加算値又は分散値) B を求める手段と、この全チャンネル加算値 x_i で、対応するリニア領域における散乱X線補正量 $y_i = f(x_i)$ 、及び平均値 $A'_i = h(x_i)$ 、並びにしきい値 $A_i = g(x_i)$ を上記メモリから読み出す手段と、上記値 B と A_i との大小を比較し、 B が大きい時には A'_i と B とを用いてリニア領域における散乱X線補正量 y_i を修正してリニア領域における修正散乱X線補正量 y'_i を出力し、そうで

ない時には散乱X線補正量 y_i をそのまま出力する手段と、前記 \log 変換後の個々のX線データ $D(LG)_{ij}$ ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を逆 \log 変換してリニア領域に戻したデータ $D(LN)_{ij}$ から、その時のリニア領域における散乱X線補正量 y_i 又は修正散乱X線補正量 y'_i を差し引く散乱X線補正手段と、この差し引き後の個々のデータ($D(LN)_{ij} - y_i$)又は($D(LN)_{ij} - y'_i$) ($i=1, 2, \dots, m, j=1, 2, \dots, n$)を再度 \log 変換して得た補正データを用いて画像再構成を行う手段と、より成るX線CT装置を開示する。

【0026】更に本発明は、X線源に対向して設けられたX線CT装置用多チャンネルX線検出器において、X線源からのファンビーム角以上の大きさを持つX線検出領域を持ち、ファンビーム角以上のX線検出領域で散乱X線を検出するものとした多チャンネルX線検出器を開示する。

【0027】更に本発明は、上記ファンビーム角以上のX線検出領域は、スキャナ開口中心方向に向うX線感応領域を持つこととした。

【0028】更に本発明は、上記ファンビーム角以上のX線検出器領域は、ファンビーム角内に属するX線検出器のチャンネル方向での1チャンネル当りのX線検出幅よりも、大きなX線検出幅を有することとした。

【0029】更に本発明は、X線源に対向して設けられた多チャンネルX線検出器において、コリメータによってチャンネル方向と垂直なスライス方向のX線ビーム幅をX線検出面幅以下になるようにすると共に、X線検出器のX線ビーム受光位置を、前記検出面内(計測モード時)とX線検出面外(散乱X線測定モード時)とに切り換えるようにして、X線検出面外時にX線検出面に入射するX線を散乱X線として検出することとした多チャンネルX線検出器を開示する。

【0030】更に本発明は、上記多チャンネルX線検出器で、前記加算値 x と対応する散乱値補正量 y とのサンプル値(x_{11}, y_{11})、(x_{12}, y_{12})、 \dots を求めることとした。

【0031】

【作用】本発明によれば、X線実測値を \log 変換し、この \log 変換後のX線実測値からリニア領域での散乱X線補正量を求め、上記 \log 変換後のX線実測値を逆 \log 変換してリニア領域のX線実測値にし、このリニア領域のX線実測値から前記散乱X線補正量を差し引いて散乱X線補正を行う。

【0032】更に本発明によれば、X線実測値を \log 変換し、この \log 変換後のX線実測値の全チャンネル分に関するパラメータを求め、このパラメータからリニア領域での散乱X線補正量を求め、上記 \log 変換後のX線実測値を逆 \log 変換してリニア領域のX線実測値にし、このリニア領域のX線実測値から前記散乱X線量

を差し引いて散乱X線補正を行う。

【0033】更に本発明によれば、前記散乱X線補正後のX線実測値にLog変換を行い、このLog変換後のX線実測値から画像再構成を行う。

【0034】本発明によれば、予め人体とX線吸収係数の近似した複数の異径ファントームで測定した、Log変換後の全チャンネル加算値と逆Log変換後の補正量との関係を示す補正関数を予め求めてメモリに格納しておき、実際の被検体に対する計測時にあつては、このメモリをLog変換後の実測全加算値によってアクセスして対応する逆Log変換後の補正量を読み出し、この補正量を実測逆Log変換後のデータから差し引き、散乱線補正を行う。そして、この補正後のデータを再びLog変換して減弱量を求めて画像再構成を行う。かくして、散乱線補正が正確且つ迅速に行える。

【0035】更に、補正関数は、指数関数、べき乗関数、折れ線関数、階段状関数のいずれとすることにより、補正精度は更に高くなる。

【0036】更に、ファントームは円筒状でありその断面X線像は円形であるのに対して、人体の断面X線像は一般に楕円形である。その結果少なくとも多チャンネル型X線検出器の中央部位を占める複数のチャンネルにおける検出器出力は、人体の場合ファントームの場合に比べて減弱量が少なくなる。即ち、前記ファントームによる補正曲線より上方に人体の補正曲線が位置することが多い。加えて、ファントームは均質素材で構成されているのに比べ、人体は骨や内臓など様々な異なる部位の集合体であるため、正確には前記ファントームによる補正曲線とは異なる傾きを持つ補正曲線になる。そこで、本発明では、ファントームと人体の被検体の識別を前記多チャンネル型X線検出器の中央部位のチャンネル出力測定で行い、被検体が人体の場合には予め人体データを基に定めた補正係数又は補正曲線を用いて散乱X線の修正を行うこととし、これにより非常に精度で散乱X線補正ができる。

【0037】更に、本発明によれば種々の散乱線検出が可能とする。

【0038】

【実施例】図3は、X線CT装置の主要部分の概観を示す図である。図において、高電圧発生装置1はガントリ2内に装備されたX線管球(図示せず)でX線を発生させるために用いられる。ガントリ2内には、被検体(患者)の所定部位を静置するための円孔を挟んで対向し、この対向した状態で互いに回転する、X線管球とコリメータから成るX線放射装置と円弧状に配置された多チャンネル型X線検出器が内蔵されているが、これらは図1では図示していない。被検体は、患者テーブル3に載置され、移動機構(図示せず)によってガントリ2の円孔所定位置まで搬送される。画像診断装置4はコンピュータを内蔵したX線CT装置の中央制御部及びデータ処理

部であり、ここで散乱X線の影響を除くためのデータ処理も行われる。

【0039】図1は、画像診断装置4を用いて行われるX線CT画像の処理プロセスを示すフローである。画像診断装置の主要構成要素は、図2に示した。

【0040】図2において、画像診断装置4は、以下の構成要素から成る。

磁気ディスク41……X線検出器で得た計測データやCT画像データを格納する。

前処理装置42……計測データの各種前処理(感度補正処理、対数変換等)を行う装置である。

中央制御装置43……X線CT装置の機械系及び電気系のシーケンス制御を行う。機械系には、X線源とX線検出器との対向位置関係での回転制御、電気系にはX線源の発生制御、計測信号の収集タイミング等を含む。

【0041】主メモリ44……各種プログラム(OS、シーケンス制御プログラム)や画像処理のための各種ワークデータの格納用に使用する。

散乱線補正部45……本実施例の特徴部分であり、磁気ディスク41や主メモリ44からの計測データ(感度補正等の補正後の計測データを含む)に散乱線補正を施す。この補正のために、補正前データメモリ451、投影データ格納メモリ452、加算器453、テーブル読み出し器454、補正テーブルメモリ455、減算器456、補正データメモリ457を持つ。

【0042】画像再構成処理装置46……散乱線補正部45による散乱線補正後のデータを利用して画像再構成を行う。

表示装置47……再構成後のCT画像等の各種画像を表示する。

共通バス48……上記各装置間のデータの伝送を行う。

【0043】まず、ガントリ2内に被検体7の所定部位を静置後、X線透過データを取るための計測条件設定を行う(F1)。設定は、画像診断装置4のキーボードで行うことができる。

【0044】次に、設定条件に従ってX線ビームを放射し、被検体7を透過したX線を多チャンネル型のX線検出器8で受光し、出力する。これが計測(F2)である。図4は、本発明の一実施例による主X線検出器を用いて、この関係を示したものである。即ち、図4でX線管球5で発生したX線ビームは、コリメータ6で絞られてファンビーム化される。ファンビームX線10は、計測空間上の被検体又はファントーム(散乱体)7に入射して減弱しながら透過する。有用なX線情報を含む直接X線10Aは、信号X線として被検体又はファントーム7の後方に前記X線管球5の焦点を中心とする円弧上に配列されたX線検出器8に入射する。

【0045】一方、被検体又はファントーム7内での散乱X線10Bも図に示すように同一チャンネルのX線検出素子に入るものがあり、この結果、図4では、このチ

チャンネルからは直接X線の他に散乱X線が入り込んだ出力が得られる。ここで、被検体又はファントームとしたのは、散乱線補正量を求める時の計測と被検体のCT画像を求めるための計測との2つの計測があり、前者の計測ではファントームを載置し、後者の計測では被検体を載置するためである。但し、図1の計測(F2)とは、被検体の計測である。ファントームを載置しての計測では、この計測値から自動又は手動により散乱線補正量を求めこれを図2に示した補正テーブルメモリ455内に格納する。被検体の計測(F2)では、後述するように、計測データから、メモリ455内の散乱線補正量を読み出し、差し引き散乱線補正を行う。

【0046】再び、図1に戻る。前記のようにして被検体7からX線データを取り終えた後、データ補正のための前処理プロセスに入る。前処理は、感度補正(F3)及びLog変換(F4)から成る。前処理は、図2に示した前処理装置42内で行われ、処理されたデータは磁気ディスク41に保存される。

【0047】オフセット補正(F3)は、X線検知器8を構成する各チャンネルのばらつき(オフセット)を補正するものである。Log変換(F4)は、被検体を透過するX線の強度は、指数関数的に減少するため、検出器でとらえたX線強度(これを D_{ij} と呼ぶ。但し、 i は投影角番号であり、 $i=1, 2, 3, \dots$ である。 j はチャンネル番号であり $j=1, 2, \dots, n$ である)にLog変換を行って投影データ(これを $D(LG)_{ij}$ と呼ぶ)を求める。

【0048】前処理の終わった計測データ(投影データであるが、前処理後のデータを計測データと呼ぶ)は、エアキャリブレーション及び又はファントームキャリブレーションを行うキャリブレーション(F5)にかけられる。このプロセスは、X線検出器8の各チャンネルの減弱量がノンリニアであることを補正するものである。即ち、検出器の照射されるX線強度に対する感度は、各チャンネル毎に異なり、そのため同一条件でもプリアンプの出力電圧が異なる。このチャンネル毎に異なる検出器の感度差をエア計測又はファントーム計測の各チャンネル値をもとに補正する。以上のプロセスによって、検出器のチャンネルばらつきに起因する感度差及びノンリニア量の校正は終了する。

【0049】次に、X線データから散乱X線の除去を行う。このプロセスは図1のF6～F9である。まず、Log化されているX線データ(チャンネル補正済) $D(LG)_{ij}$ を逆Log変換する(このデータを $D(LN)_{ij}$ と呼ぶ)(F6)。この逆Log変換後のデータ $D(LN)_{ij}$ は、Log変換前のデータに戻っており(正確には、前処理、キャリブレーション済みのデータに戻ること)、この逆Log変換後のデータをリニア領域でのデータと呼ぶ。リニア領域のデータに戻したのは、散乱線補正をリニア領域で行うためである。リニア

領域で散乱線補正を行う利点は、局部的に存在する骨などのX線減弱の大きい部分の散乱補正量を大にして、骨のまわりのCT値の落ち込み(散乱線によるアーチファクト)の改善効果を大にできる点である。

【0050】この散乱線補正をリニア領域で行うには、散乱線補正量がリニア領域での値であることが必要であるが、かかるリニア領域の散乱線補正量を求めるには、Log変換後の全チャンネル加算値を使う。即ち、Log変換後の全チャンネル加算値を x とすると、種々の x に対するリニア領域での散乱線補正量 y を $y=f(x)$ として求めておき、被検体からの計測で得たLog変換後の全チャンネル加算値 x_i に対応する散乱線補正量 $y_i=f(x_i)$ を求めるようにした。

【0051】尚、全チャンネル加算値として、Log変換後のものを使うか、Log変換前又は逆Log変換後(いずれもリニア領域である)のものを使うか、の選択があるが、本実施例ではLog変換後のものを使うことにした。ここで、全チャンネル加算値を用いる理由は、

【0052】(1)被検体の大きさに対応して散乱総量が決まると実験的に確認できたこと。ここで、被検体の大きさとは、スライス面の面積が大きいという意味ではなく、スライス面を介しての総X線出力量の大きさとの意味である。そして、総X線出力量は、Log変換前又は逆Log変換後(いずれもリニア領域でのもの)の値ではなく、Log変換後の値のことである。これについては次々項である(3)の中で述べる。

【0053】(2)被検体の大きさの推定を行う必要があるがこの推定のためには全チャンネル加算値を用いればよいこと。

【0054】(3)更に、リニア領域での全チャンネル加算値は散乱X線が正しく反映されておらず、逆Log変換後の全チャンネル加算値は散乱X線が正しく反映されていること。即ち、リニア領域の値というのは、減弱が大きいとき(被検体がX線を通しにくい物質であるか、或は被検体が大きいかのいずれかであるとき。このときには主線に対する散乱線含有率が高い)にその値が小さくなり、減弱が小さいとき(被検体がX線を通しやすい物質であるか、或は被検体が小さいとき。このときには主線に対する含有率が低い)にその値が大きくなるという関係にある。従って、リニア領域での全チャンネル加算値は、散乱X線を反映したものでなく、被検体の大きさの推定には使えない。一方、Log変換後の値というのは、丁度リニア領域のデータと逆の関係にあり、散乱X線を反映したものとなる。

【0055】以上の説明の関連図を図18、図19に示す。図18(A)は、腹部のモデル図であり、軟部組織が大部分を占め、3つの骨がその中に存在する例を示している。図18(B)は、図18(A)の組織に対する検出器出力図であり、横軸が被検体位置(チャンネル番号に相当)、縦軸が各チャンネル毎の検出値を示す。骨

の存在する部位にあっては出力値が小さくなっており、いわゆるX線減弱量が大いことを意味する。これに対し、本実施例では全てのチャンネル番号に対して一率な散乱線補正量を差し引くこととしている。図18(C)は図18(B)に対するLog変換後のデータの様子を示し、図18(D)は補正後の様子を示している。aとcとeとが対応し、bとdとfとが対応している。

【0056】図19はLog変換テーブルを示す図である。このLog変換テーブルによってLog変換を行う。横軸がリニア領域のデータ、縦軸がLog変換後のデータを示す。この図でaとbとが補正前のデータを示し、a'、b'が補正後のデータを示す。そして、aとa'との差分と、bとb'との差分がリニア領域上では同じ大きさとして示している。かかる4点に対して、Log変換後の結果をみるに、aとa'との差分に対するLog変換後の差分A'-A、bとb'との差分に対するLog変換後の差分B'-Bとなり、(A'-A) > (B'-B)となる。即ち、リニア領域上の差分が同一であっても、Log変換後にあっては、リニア値が小さい程、差分が大きくなり、リニア値が大きい程、差分が小さくなることわかる。

【0057】さて図1において、キャリブレーション処理(F5)後の計測データに対して、全チャンネル加算値を算出する(F7)。この全チャンネル加算値はLog変換後の全チャンネル加算値であり、これから散乱X線に対するリニア領域での適正補正量を求める。但し、図1では、任意の投影角における全チャンネル加算値ではなく、補正後のX線データの中の第1投影位置(例えば投影角 $\theta=0^\circ$ の位置)における投影データの全チャンネルの出力加算とした。この加算は、図2に示す補正処理装置45内で行う。

【0058】即ち、補正処理装置45内の補正前データメモリ451にはLog変換されたX線データ(前処理済のもの及びキャリブレーション処理済みのもの) $D(LG)_{ij}$ が格納されるが、このうち第1投影位置(例えば投影角 $\theta=0^\circ$ の投影位置)におけるnチャンネル分の投影データ $D(LG)_{11}$ 、 $D(LG)_{12}$ 、 $D(LG)_{13}$ 、 $D(LG)_{14}$ 、 $D(LG)_{15}$ だけは、投影データ格納メモリ452に格納される。なお、第1投影位置として $\theta=0^\circ$ としたが、任意の特定投影位置 $\theta=\theta_0$ であってもよい。メモリ452に第1投影位置のデータを格納した後、メモリ451の全データを逆Log変換する。尚、メモリ451に逆Log変換したものを最初から格納させ、メモリ452にはLog変換後の第1投影位置の全チャンネル分のデータを格納させておいてもよい。

【0059】加算器453は、メモリ452内の上記nチャンネル分の投影データの加算を行う(F7)。加算値 x_k は以下となる。

【数1】

$$x_k = \sum_{j=1}^n D(LG)_{ij}$$

【0060】この全チャンネル加算値 x_k はLog変換後の全チャンネル加算値であり、これをテーブル読出し器454に送り、予め補正テーブルメモリ455に格納されている散乱X線の補正曲線からこの x_k 値に対応する y_k 値、即ちリニア領域における適正補正量を読み出して(F8)、この y_k 値を減算器456に送る。減算器456では、補正前データメモリ451に格納されている逆Log変換後の、即ちリニア領域でのX線データ $D(LN)_{ij}$ から適正補正量である y_k 値を差し引き(F9)、その結果を補正データメモリ457に格納する。即ち、補正前データメモリ451に格納されている逆Log変換後のX線データを $D(LN)_{ij}$ に対しiとjで定まるすべてのデータ $D(LN)_{ij}$ に対して上記読み出した散乱補正量 y_k との差分を行わせ、散乱補正後の全X線データ $D'(LN)_{ij}$ ($i=1, 2, \dots, m$, $j=1, 2, \dots, n$)を下式で求める。このすべての $D'(LN)_{ij}$ を補正データメモリ457に格納する。以上のプロセスにより、リニア領域上で散乱X線の影響が除去される。

【0061】

【数2】

$$D'(LN)_{ij} = D(LN)_{ij} - y_k$$

尚、被検体の計測部位を腹部から胸部に変更したような場合には、第1投影位置におけるnチャンネル分の投影データ $P(1, i)$ ($i=1, 2, \dots, n$)そのものが変わり、(数1)の x_k も変わることになる。そこで、こうした被検体部位を変更した場合には、新しく(数1)で x_k を求め、次いでメモリ455から新しく y_k を読み出し、この y_k を使って全投影データ $D(LN)_{ij}$ の散乱線補正を(数2)の式で行う。

【0062】散乱X線補正を受けたX線データ $D'(LN)_{ij}$ は、リニア領域でのデータのため、画像再構成にそのままの形で使えない。そこで、このデータ $D'(LN)_{ij}$ をLog変換し(F10)、画像診断装置4の主メモリ44又は磁気ディスク41に格納する。しかる後、これらデータは画像再構成処理装置46に送られて最終的な断層画像に再構成され(F11)、中央制御装置43でCT値補正を行ってから(F12)、表示装置47により画像表示が行われる(F13)。画像診断装置4内の以上のデータ転送は高速内部バス48によって行われる。これらの各装置間制御及びデータ転送の管理は、中央制御装置43が行う。

【0063】さて、前記説明では、予め補正テーブルメモリ455に散乱X線の補正曲線が格納されていることを述べた。この補正曲線が散乱X線の影響を除去するための重要な要素である。以下には、本発明における散乱X線の補正曲線について開示する。

【0064】散乱線補正量を求めるための考え方を以下述べる。図5は、図4に対応する図であり、直接X線の放出系路上にX線遮蔽物11を挿入し、且つ被検体の代わりに中央位置に水ファントーム7を載置する。この状態でX線を放出すると、直接X線の入射するX線検出器チャンネルには、直接X線の入射はなくなり、散乱X線10Bのみが入射する。かくして、散乱X線量を検出できる。ファントームの大きさとX線遮蔽物11の位置を変えて上記測定を繰り返すことにより散乱線強度分布を測定する。但し、このやり方では作業員が多いため、後述する図14の如きやり方による測定が好ましい。

【0065】図14の構成で求めた散乱線強度分布例を図6に示す。水ファントームの径を160mm、230mm、305mm、380mm、の4つとし、横軸にチャンネル位置（チャンネル番号）、縦軸に散乱X線量（強度）をとっている。散乱X線強度は、各ファントーム中心部が小さく、周辺に行くに従って大きくなっている。またファントーム径が大きくなるほど全体としての平均強度は弱くなる。これは、散乱線もファントーム内部でその強度を減弱するためであり、径の小さいファントームあるいは同じファントームでも通過パス長の短い周辺部分の方が散乱線強度が強くなるからである。散乱線量の見積り補正量を決定するにはこのような性質を考慮しなければならない。正確な散乱線補正を行うためには、散乱線強度のチャンネル方向の分布に従って補正量を決定すべきであるが、全チャンネル同一補正量で散乱線補正を行っても補正効果はほとんど劣化しない。これは本補正方法では散乱線補正が計測時検出器出力が小さくなる被検体の中心部分に対して強くかかり周辺では補正の影響が弱くなるためである。また、被検体断面形状が正円でない場合は、計測角度が異なると散乱線分布の形状が若干変化する。そのことを考慮してチャンネル方向に散乱線強度分布に対応するように近似曲線の補正量としたり、補正量に重み付けを行ってもよい。また本補正は全投影角度に対して一律の補正量を用いたが、基本的に散乱線は被検体サイズに依存しているため、投影角（ビュー方向とも云う）の変化は少なく若干補正の精度は低下するものの特に不都合なことではない。

【0066】そこで、本実施例では、処理を簡単に、高速で行うことを考慮して特定の投影角度（例えば $\theta=0^\circ$ なる第1投影角度）に全チャンネル加算値 x と散乱補正量 y との関係を水ファントームの中心チャンネル部散乱線データから求めておくことにした。図7は、図6の強度分布から求めた散乱線補正のための基準サンプル値の分布を示す。横軸がLog変換後の第1投影データ全チャンネル加算値 x を示し、縦軸がリニア領域での散乱線補正量 y を示す。各サンプル点（マル印）は、前記4つの異なるファントーム径によるものである。

【0067】図7の基準サンプル値の分布から、本実施例では、各サンプル点を結ぶ補正曲線を作り出し、この

補正曲線から散乱線補正を行わせることとした。

【0068】（1）全チャンネル加算値 x のべき乗関数を補正曲線とする例。即ち、 y と x との関係を

【数3】

$$y = a x^b$$

とする例である。定数 a 、 b は、図7のサンプル点を用いて最小自乗法等で近似して決定する。この補正曲線は、実測に近い関数であり、散乱線補正量は適正なものとなる。

【0069】（2）、全チャンネル加算値 x の指数関数を補正曲線とする例。即ち、 y と x との関数を

【数4】

$$y = a \cdot b^x$$

とする例である。定数 a 、 b は図7のサンプル点を用いて最小自乗法等で近似して決定する。（1）のべき乗関数か（2）の指数関数かは、サンプルデータによって決まる。（2）の指数関数の例を図8に示す。

【0070】（3）、折れ線関数とする例。図9は補正曲線近似として（ x 、 y ）データの隣接するデータ点間を直線で結んで成る折れ線を用いた場合を示す。折れ線近似による線形補間によっても、必要な補正量の精度は確保できる。ただし、直径160mmの水ファントームより小さな径に対応する領域については、図示したように $x=0$ の位置における補正値を予め定めておく必要がある。

【0071】（4）、階段状関数とする例。図9の折れ線近似をより簡便にした近似として、図10に示すように隣接するデータ点で区切られた領域では、境界にあるどちらかのデータ点の y 値をもってこの領域の補正量を一律に決める階段状不連続線を用いることもできる。

【0072】尚、図8～図10は水ファントームによる図7のデータを基にして定めた補正曲線であるが、水以外に人体に近いX線吸収係数を示すポリエチレンやアクリルなどで構成されるファントームで測定された散乱X線量を用いて補正曲線を定めることもできる。

【0073】更に、前記した散乱X線の適正補正量算出には、第1投影データが用いられたが、他の特定位置或は複数個の投影データを用いても同じ手法で補正量の算出が可能である。

【0074】以上説明した散乱X線に対する適正補正量の決定は、図2におけるファントームキャリブレーション（F5）が完了したデータについて行われているが、プロセスF5の前に行ってもよい。

【0075】水ファントーム或はポリエチレンやアクリルのファントームを用いた前記散乱X線の測定と補正曲線の決定を基にして図1の手順によりX線画像を再構成すれば、X線検出器の実装上の問題点や装置コストアップの問題点は解消され、被検体が人体の場合も頭部や腹部については比較的高い精度で散乱X線の影響を除くことができる。

【0076】尚、ファントームは円筒状X線吸収体（円形断層）であるのに対し、人体はほぼ楕円形断層を示す。従って、中央部位で比較すると透過X線の減弱量が人体の場合より少なくなる。また、人体には骨があったり、肺野（空気）が混入したりするので、測定部位によっては前記ファントームで求めた補正曲線の精度が悪い場合もある。

【0077】そこで、より高い精度で人体に対する散乱X線の補正曲線を得るために、前記補正プロセスの一部を変更することもできる。即ち、図1のプロセスF8における補正量の算出は、前記ファントームによる散乱X線の吸収データから行っているが、人体の場合上記理由によって適正補正量はファントームの場合より大きくなる。そこでプロセスF8を以下のように変更するのである。これを図11にまとめた。関連する説明図を図17(A)、(B)、実施例図を図17(C)に示す。図17(A)は、図2の補正テーブルメモリ455内の補正関数を示す図、図17(B)は図11で新しく使用するしきい値メモリ455Aの関数を示す図である。

【0078】Step1ではファントームによる補正曲線から加算値 x_i に対応する散乱線補正量 y_i を求めるが、これは図1のプロセスF8と同じである。

【0079】Step2は、被検体が水などのファントームに近い状態のもの（以下、ファントーム的被検体と呼ぶ）かファントームとは大きくかけ離れた状態のもの（以下、非ファントーム的被検体と呼ぶ）かの判定を行うための判定データ算出を行う。この判定のための関数が図17(B)に示すしきい値メモリ455に格納したしきい値関数 $A = g(x)$ 及びファントーム平均値関数 $A' = h(x)$ である。この関数は、横軸が第1投影角度（又は特定投影角度）の全チャンネル加算値 x 、縦軸がしきい値 A 及び径の異なるファントームから得たファントーム平均値 A' を示してある。ここで、ファントーム平均値 A' とは、径の異なるファントームについて、第1投影角度における、中央チャンネルを含むその近傍のチャンネルにおけるX線データの平均値である。この平均値を結んで作成した関数が $A' = h(x)$ である。一方、しきい値 A は、この関数を所定量上部にシフトして得た値である。このしきい値関数 $A = g(x)$ を導入する理由は以下の通りである。

【0080】即ち、基準ファントームは円形なのに人体は楕円形が多いことから全チャンネル加算値 x の割には中心部の減弱量が少ないという特徴からきたもので、実際数多くの臨床データで全チャンネル加算値 x と中心部減弱量との関係を調べたところ大部分の臨床データがこの基準ファントームの曲線式 $A' = g(x)$ の下限から基準ファントーム曲線より上に分布することが確認できた。但し臨床では内部に骨があったり、肺野（空気）が混入したりで中心部出力値は大きく変動してしまうため中心部複数チャンネルの平均値でこの誤差を少なくす

る。平均値の代わりに合計値でもよい。またこの実施例では中心部の出力値で判定しているが、基準ファントームは一様な物質で中心部計測データの変化も少なく臨床では前者に記載したようにさまざまな臓器が含まれ中心部データの変化は大きいため、計測検出器中心部複数チャンネル合計値や平均値の代わりに中心部複数チャンネルの計測データの分散値をとっても同じ様な関係を示し、この分散値も判断基準として採用できる。このようにファントームは一様物質で円形断層を示すためX線検知器中央部位のチャンネル出力は減弱量が大きいため小さくなるが、逆に人体は非一様物質で且つ楕円形断層を示すため中央部位での出力は大きくなる。特に肺野部ではこれが、顕著となる。そこで、この性質を利用して、X線検知器中心部の複数チャンネルにおける出力の平均値のみをとって被検体の判定を行う。被検体が人体の場合は、X線検知器中央部位の複数チャンネルにおける出力の平均値は、実線より上にくる。従って、誤差を考慮して判定基準を与えるしきい値曲線 $A = g(x)$ を実線より上に、平行移動した形状で点線のように定める。これは、予め人体を用いて計測したデータを基にして決めておく。又、基準を分散値にした場合は、ファントームでは計測データの変化は少ないため分散値は小さくなり、被検体の場合は構造物のため計測値の変化が大きく分散値が大きくなる人体を利用する。

【0081】さて、Step2では、加算値 x_i に対応する中央複数チャンネル分の平均値 B_i を算出すると共に、図17(B)の関数を利用して、加算値 x_i に対応するしきい値 A_i 及びファントーム平均値 A_i を求める。Step3では、被検体の出力平均値 A_i がしきい値 A_i より大であるか否かの判定を行う。「NO」であれば、被検体はファントーム状被検体と判断されるのでStep4で、先のStep1で求めた散乱X線の補正量 y_i を適正散乱線補正量とする。しかし、「YES」であれば、被検体は非ファントーム状と判断されるので、ファントーム平均値 A_i との比、 $C = B_i / A_i$ を求める。これがStep5である。

【0082】Step6は、適正補正量の変更である。上記倍率比 B と散乱線補正量 y_i を用いて、この被検体における最終適正補正量 y'_i が次のように求められる。

【0083】

【数5】

$$y'_i = K \cdot C \cdot y_i$$

ここに K は実際の補正効果を調整するゲイン定数である。この場合、図1プロセスF8における散乱線補正量は y'_i となる。

【0084】図17(C)には、図11の処理のための処理部を示す。メモリ455から加算値 x_i 対応の散乱線補正量 y_i を読み出し、メモリ455Aから加算値 x_i

対応の平均値 A_0 、 A_1 を読み出す。判定部455Bでは A_0 と B_1 との大小比較を行い、 $B_1 > A_0$ であれば補正量の変更を処理手段455Cで行い、 y'_1 を出力し、そうでなければ y_1 を出力する。尚、Step2の説明では、右側のグラフ縦軸をX線検知器中央部位の複数チャンネルにおける出力平均値としたが、これを複数チャンネルの出力合計値又は分散値とすることも可能である。

【0085】また、ここでは、Step3で「YES」の場合倍率比 B を求めて新しい補正量 y'_1 を定めたが、非ファントーム状人体部位の場合に異なる補正曲線を用意しておき、「YES」の場合その補正曲線を用いてもよい。

【0086】散乱X線量を検出する他の実施例を図12に示す。図12は、X線検出器8のチャンネル方向の大きさをファンビーム10のファンビーム角度 θ よりも相対的に大きくしたものである。X線検出器群82がファンビーム10のファンビーム角度 θ に相当するもの、X線検出器（群又は素子）82がファンビーム角度 θ よりも大きな位置に相当するものである。X線管球5で発生したX線ビームは、コリメータ6で絞られてファンビーム化される。そのファンビーム角度は θ であり直接X線は角度 θ より外側へは達しない。ファンビームX線10は、計測空間上の被検体又はファントーム（散乱体）7に入射して減弱しながら被検体7を透過する。有用なX線情報を含む直接X線10Aは、信号X線として被検体又はファントーム7の後方に前記X線管球5の焦点を中心とする円弧上に配列されたX線検出器8に入射する。直接X線が入射するファンビーム角度 θ 以内に分布するX線検出素子群は、主X線検出器81として作用する。一方、被検体7によって散乱されたX線のみが入射するファンビーム角度 θ より外側に分布するX線検出素子は、X線検出器82として働く。ここで重要なのは、X線検出器のチャンネル方向の幅を大きくするか、又はX線検出器81、82は共に、基本的に同じX線検出素子、検出回路から成り立っており、従ってファンビーム角度 θ の調節だけにより散乱X線10Bの検出ができる点である。

【0087】X線検出器82の出力は、前記したようにX線検知器8の両端位置における散乱X線量を示している。予め径の異なるいくつかの水ファントームについて、このX線検出器8による散乱X線量の検出チャンネル分布を調べると、図5が得られる。従って、図12のようにして被検体による末端チャンネルでの散乱X線量が計測できれば、それ以外のチャンネルにおける散乱X線量を推定することができる。即ち、X線検知器8の中央部位のチャンネルに、特別な散乱X線用検出器を備えなくても済む。

【0088】末端チャンネルにおける散乱X線の補集は、これらチャンネルの検出素子の幅（即ち電極板間隔）を工夫することによって、より効果的に行うことが

できる。図13は、その例を示す。図13（A）は、末端チャンネルの散乱X線検出器82の幅を、主X線検出器81の幅より広くしたものである。散乱X線量は、図5に示す如く末端チャンネルとその近傍のチャンネルではあまり大差がないので、幅を広くとれば精度を余り損なうことなく、感度を向上させることができる。

【0089】図13（B）は、末端チャンネルの散乱X線検出器82の幅を被検体7の方向に向けた例を示す。幅に妨げられることなく末端チャンネルに入射する散乱X線量を増やすことができるので、感度の向上に資することができる。

【0090】以上の実施例においては、散乱X線量の検知を図12、図13に示した如くX線ファンビーム角度 θ より外側にあるX線検知器を用いて行う場合について述べた。しかし、これ以外にも本発明では、主X線検出器81のみを用いて散乱X線のみを計測して補正する実施例を開示することができる。

【0091】図14は、2重検出モード法を利用した散乱X線検出を説明するための図である。このX線CT装置においては、X線管球5から曝射されるX線ビームの幅が、コリメータ6によってX線検知器8のチャンネル方向と垂直なスライス方向にX線検知器8のX線検出面幅以下に絞られている。図の（A）散乱X線測定モードにおいては、直線X線はX線検知器8のX線検出面外に入射しており、従ってX線検出面では散乱X線のみが計測される。一方、図の（B）計測モードにおいては、直接X線と散乱X線が共にX線検知器8のX線検出面で計測される。散乱X線測定モードと計測モードは高速で切換えられる機構になっている。

【0092】X線データをとる場合には、この両方のモードを1組にして1計測（1スキャン）とよび、計測と休止（次の計測位置に被検体7を移動する時間）が繰り返されてX線測定が行われる。

【0093】図示したように、最初に短時間散乱X線測定モードでの計測が行われる。この間は、X線検知器8の全チャンネルに亘るX線走査が1回乃至数回行われて散乱X線検出のデータが収集される。この時曝射されるX線量は計測モードと同じ水準が望ましいが、被曝量を低下させる目的でX線量を減らす場合には、その比率で散乱X線量の補正を行う必要がある。

【0094】散乱X線測定が終了後、通常の計測モードに移るが、この時X線管球5から被検体7に曝射されるX線は一旦カットすることも、そのまま連続曝射することも可能である（図14は一旦カットする例を示した）。

【0095】画像処理のプロセスでは、前処理後補正したX線散乱量を計測モードデータからそのまま減算すればよい。この場合は、ファントームを用いないので、より精度の高いCT像を再構成することができる。

【0096】図14の（A）、（B）の如く、高速でモ

ード切換えを行うにはいくつかの方法がある。図13は、その一部を示す。図15(A)はX線検知器8をスライス方向に移動する方法、(B)はコリメータ6をスライス方向に移動する方法、(C)はX線管球5の位置をスライス方向に移動する方法である。これらの移動は、各装置の固定治具をスライドベアリングやボールネジ機構を利用して単軸方向にシフトする精密制御台に固定し、位置制御を行えばよい。

【0097】しかし、装置移動には慣性力を伴い、高速切換えに制限がある。その点は、X線管球5の焦点位置を移動させる方法がすぐれている。

【0098】図16は、X線管球5の焦点切換え方法の一例を示している。図16(A)は、切換えスイッチの操作によって多焦点用放射銃12の電子ビーム放射源を切換えるスイッチを①の位置にすれば散乱X線用フィラメントが加熱されて放射された電子ビームはX線発生用のターゲット円板11傾斜面の上方に当たり、図の下方へX線を曝射する。一方、切換えスイッチを②の位置にすれば、計測用フィラメントが加熱されて放射される電子線は、ターゲット円板11傾斜面の下方に当たり散乱X線測定モード時とは異なる位置からX線を図の下方へ曝射することになる。

【0099】図16(B)は、単焦点用放射銃13とターゲット円板11との間に電子軌道偏向装置14を設けた例である。電子軌道偏向装置14に、図示した向きの電界を印加することによって、点線で表示したような方向に単焦点用放射銃13から放射される電子ビームが偏向し、散乱X線測定モード時の方向にX線が曝射される。偏向電圧が印加されない場合は、計測モード時の方向にX線が曝射される。(C)は、より焦点位置の差を大きくするために、ターゲット円板の傾斜を変化させた場合を示す。

【0100】図16(B)の変形として、単焦点用放射銃13から電子ビームを放射後、その軌道を偏向装置の電圧印加により変更せしめ、傾斜させた平板ターゲット面に電子ビームを入射せしめる方法がある。原理的には、2の方法及び図16(B)の方法がもっとも高速性にすぐれ、また機構的に無理なく2重検出モードのX線曝射方向を制御するのに好適と言えよう。この方法によれば、散乱X線測定モードは、連続X線の立上がり時間を利用して行うことも可能であり、このモード追加による計測時間の増加もほとんど問題にならなくなる。

【0101】被検体の大きさとして、特定投影角での全チャンネル加算値としたが、全チャンネル加算値の代わりに平均値や分散値等の他のパラメータを利用してもよい。

【0102】

【発明の効果】以上実施例を用いて説明したように本発明によれば、単一種類の主X線検出器から成るX線検知器のみを用いて散乱X線量を検知し、X線画像を再構成

する前の段階で散乱X線の影響を適正に補正することが可能である。従って、X線CT装置のコストアップや大型化につながることなく、良好な画質CT断層像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のX線CT画像処理のフロー図である。

【図2】X線CT装置の画像診断装置の実施例図である。

【図3】X線CT装置の主要外観図である。

【図4】本発明の一実施例におけるX線検知器の配置を示す図である。

【図5】本発明の散乱X線量を求める原理を示す図である。

【図6】水ファントームを用いた散乱X線量の検出チャンネル位置分布を示すデータ図である。

【図7】水ファントームを用いた場合の散乱X線に対する散乱線補正量のサンプル値を定めた図である。

【図8】水ファントームを用いて作成した散乱X線補正量を与える指数関数補正曲線を示す図である。

【図9】線形補間による近似補正曲線を示す図である。

【図10】階段状不連続線による近似補正を示す図である。

【図11】図1のプロセスF8(補正量の算出)の変更例を示す図である。

【図12】本発明の散乱X線量を求めるための、X線検出器及びファンビーム角度に関する実施例図である。

【図13】本発明の散乱X線量を求めるため、グリッド位置変更による散乱X線検出器の実施例図である。

【図14】2重検出モード法を利用した散乱X線の検出法を説明する図である。

【図15】図14に示したX線受光位置の切換え方法を示す図である。

【図16】図15とは別のX線受光位置の切換え方法を説明するための図である。

【図17】本発明の散乱線補正量の再変更例を示す図である。

【図18】腹部モデルでの散乱線補正のための説明図である。

【図19】Log変換テーブルによる散乱線補正の説明図である。

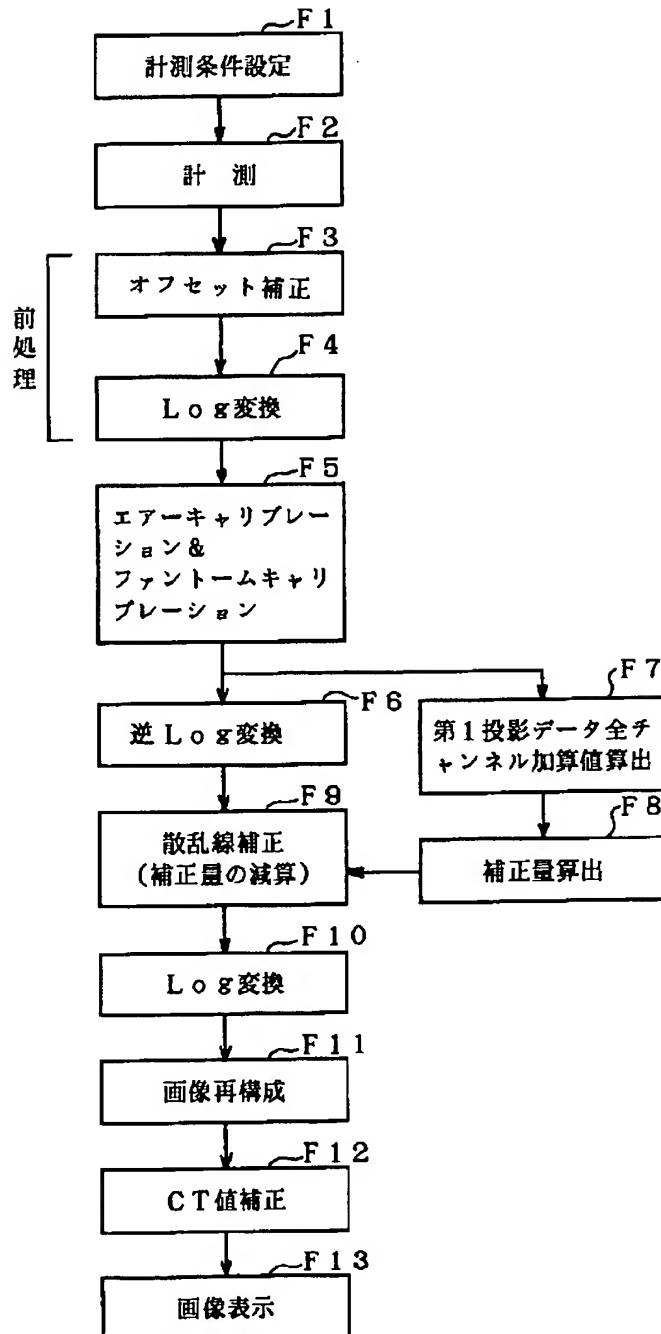
【符号の説明】

- 1 高電圧発生装置
- 2 ガントリ
- 3 被検体(患者)テーブル
- 4 画像診断装置
- 5 X線管球
- 6 コリメータ
- 7 被検体(患者)
- 8 X線検知器
- 11 ターゲット円板

25

- 1 2 多焦点用放射銃
- 1 3 単焦点用放射銃
- 1 4 電子軌道偏向装置
- 4 1 磁気ディスク
- 4 2 前処理装置
- 4 3 中央制御装置
- 4 4 主メモリ
- 4 5 補正処理装置

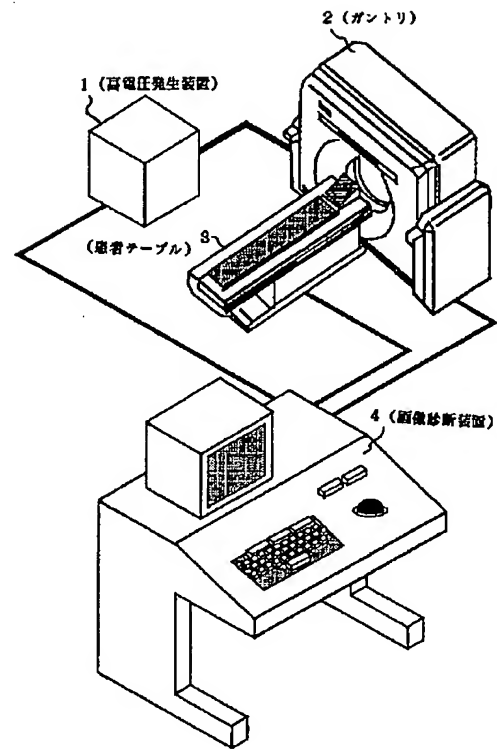
【図1】



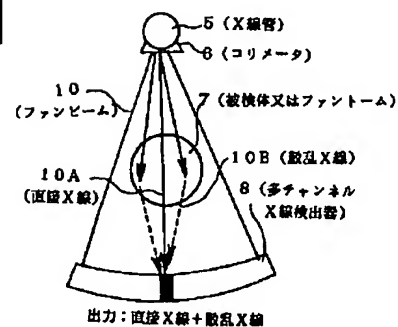
26

- 4 6 画像再構成処理装置
- 4 7 表示装置
- 8 1 主X線検出器
- 8 2 散乱X線検出器
- 9 1 直接X線
- 9 2 散乱X線
- 4 5 4 テーブル読み出し器
- 4 5 5 補正テーブルメモリ

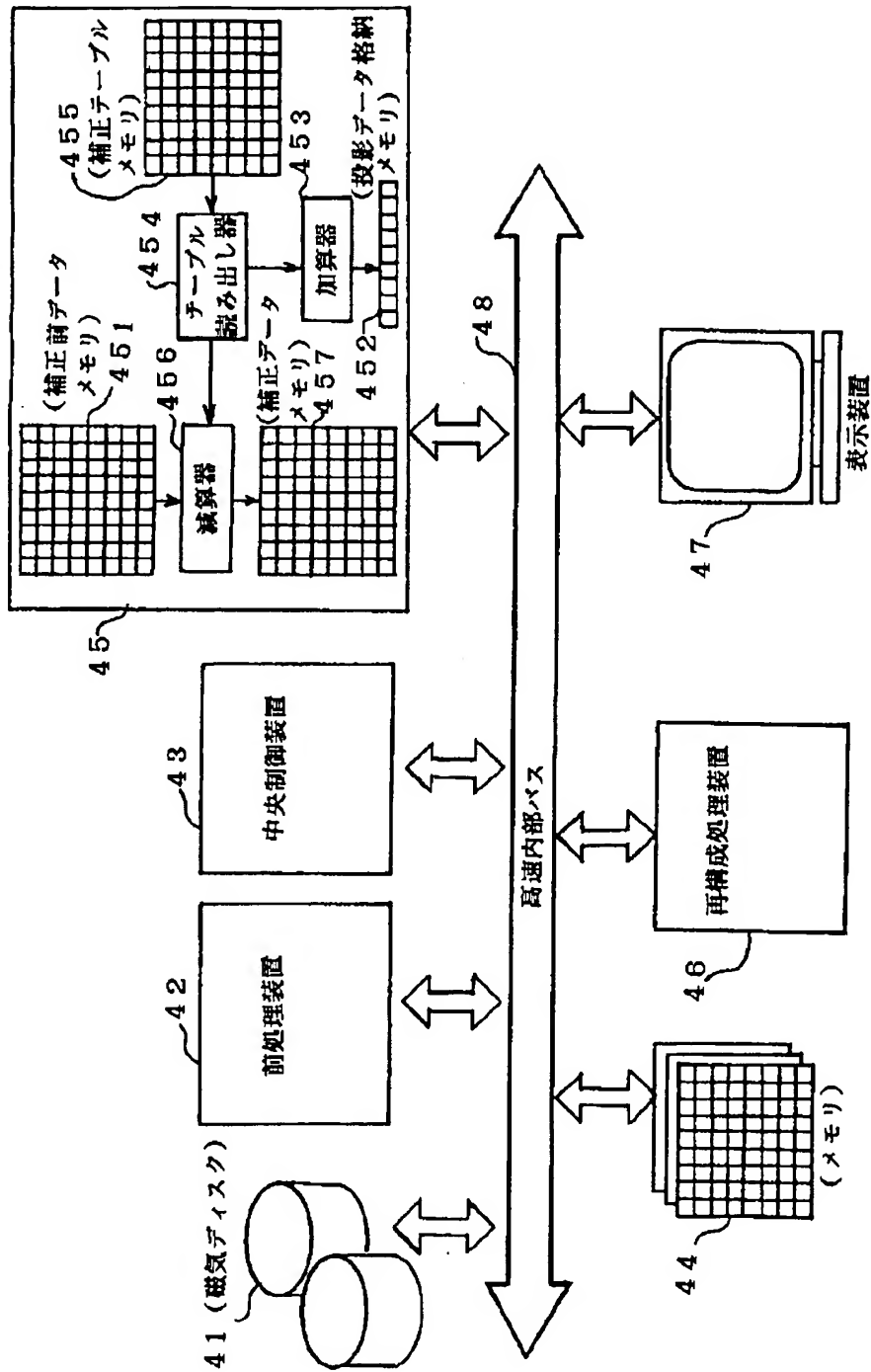
【図3】



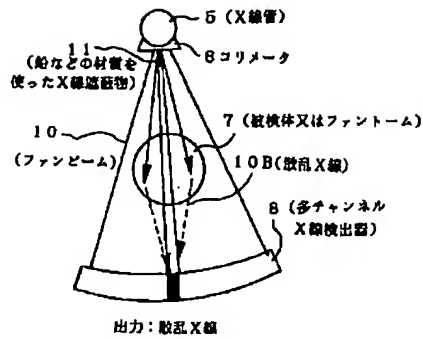
【図4】



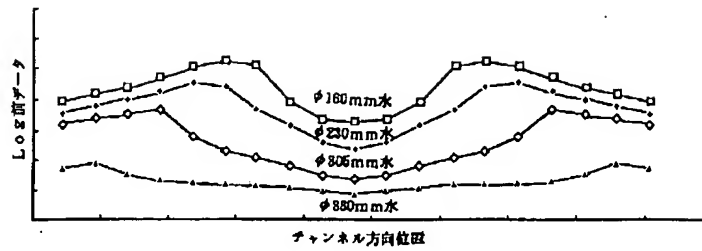
【図2】



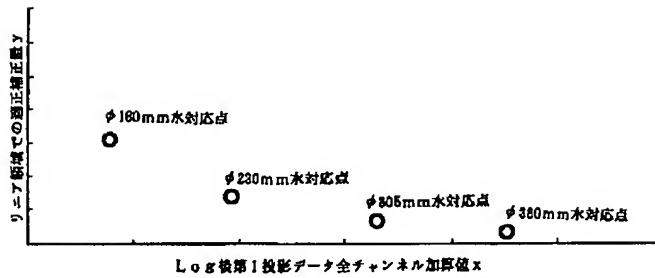
【図5】



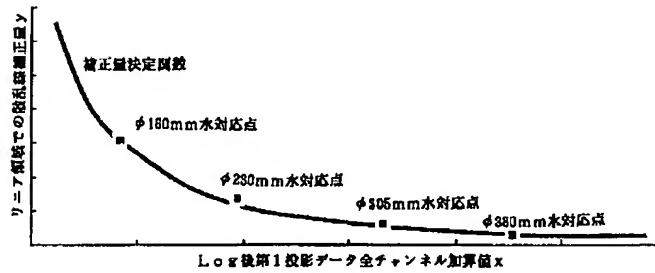
【図6】



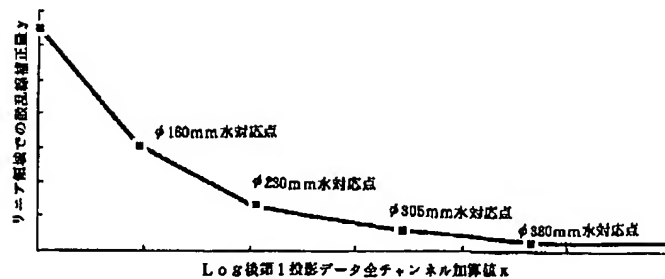
【図7】



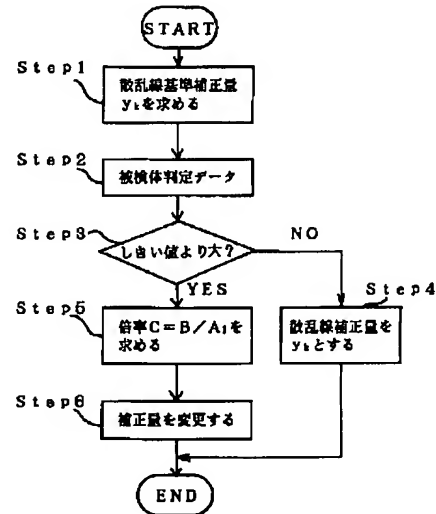
【図8】



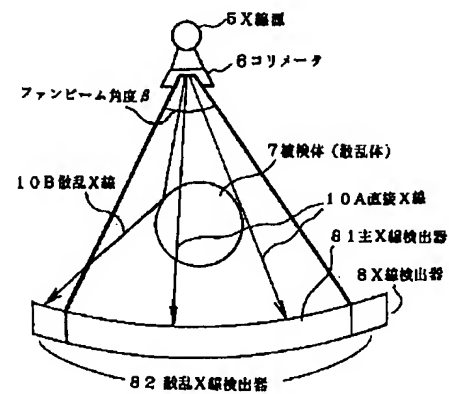
【図9】



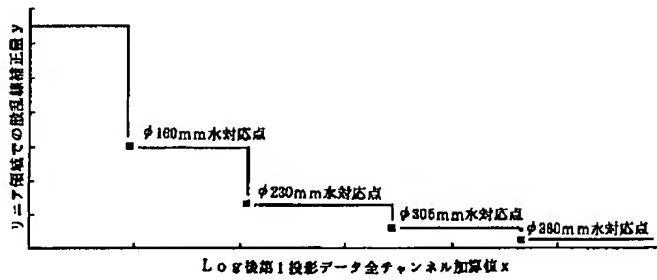
【図11】



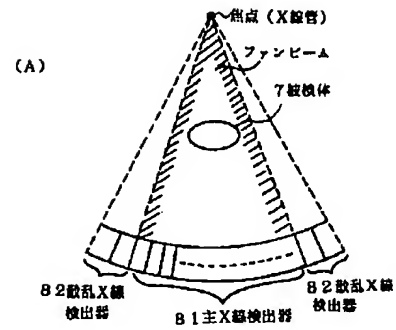
【図12】



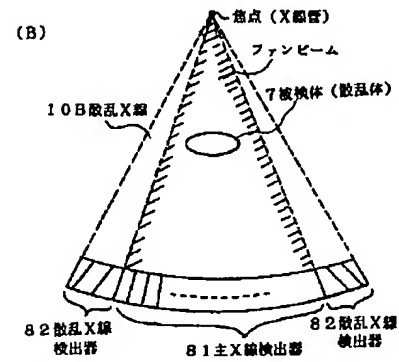
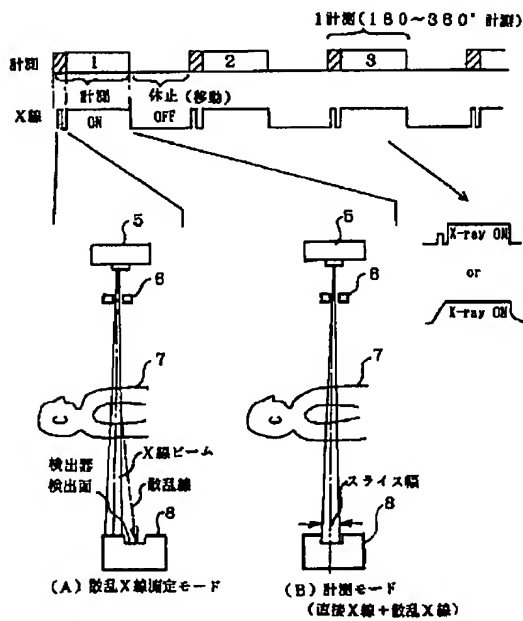
【図10】



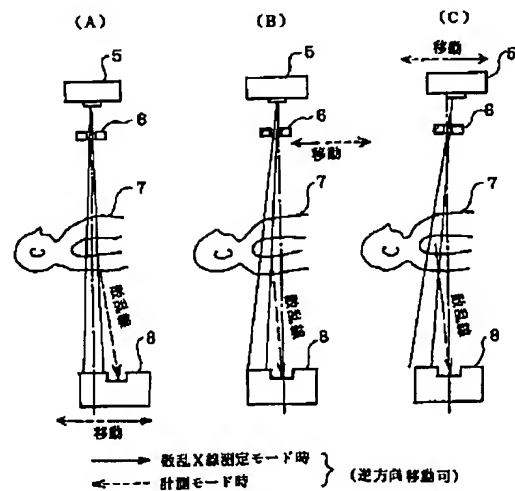
【図13】



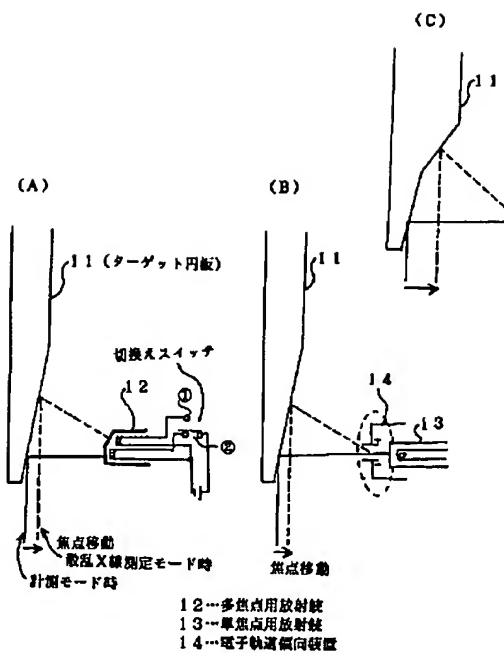
【図14】



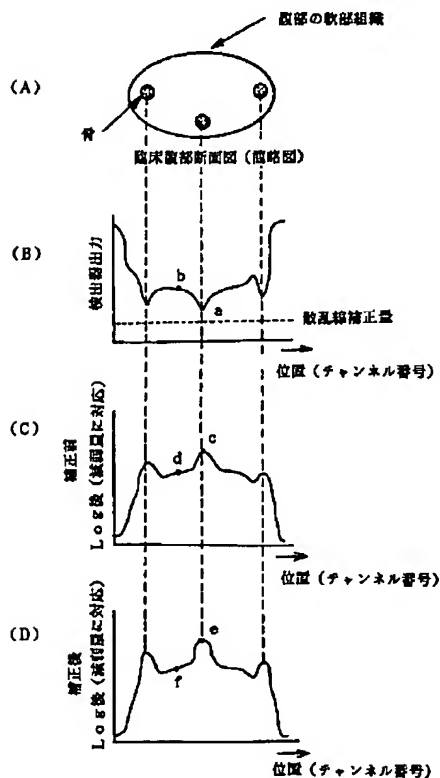
【図15】



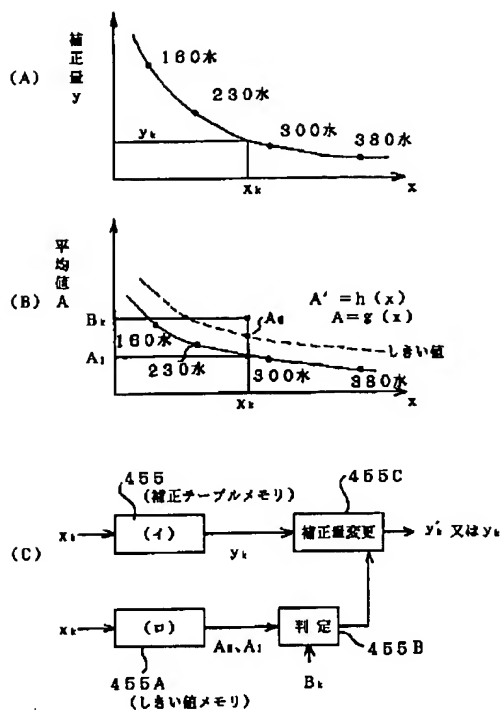
【図16】



【図18】



【図17】



【図19】

